



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 03 FEV. 2003

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr





26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



REQUÊTE EN DÉLIVRANCE page 1/2

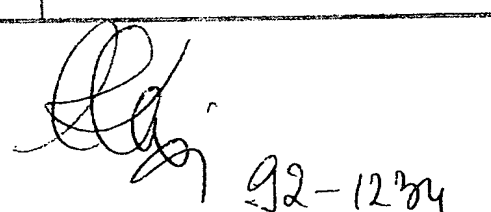


Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 536 - 2/2003

REMISE DES PIÈCES DATE 18 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216078 NATIONAL ATTRIBUE PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE 1 8 DEC. 2002 PAR L'INPI		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 FRANCE	
Vos références pour ce dossier <i>(facultatif)</i> 240102 D20670 MAA			
Confirmation d'un dépôt par télécopie		<input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie	
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet <input checked="" type="checkbox"/>			
Demande de certificat d'utilité <input type="checkbox"/>			
Demande divisionnaire <input type="checkbox"/>			
<i>Demande de brevet initiale</i> N° _____ Date _____			
<i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i> N° _____ Date _____			
Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i> <input type="checkbox"/> N° _____ Date _____			
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) PROCÉDE DE CALIBRAGE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE RADIOLOGIQUE NECESSITANT UN NOMBRE LIMITE D'ACQUISITIONS.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique	
Nom ou dénomination sociale Prénoms Forme juridique N° SIREN Code APE-NAF		GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC 	
Domicile ou siège Rue Code postal et ville Pays		3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 	
Nationalité N° de téléphone <i>(facultatif)</i> Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		USA Américaine N° de télécopie <i>(facultatif)</i>	
<input type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»			

Remplir impérativement la 2^{ème} page

REMISE DES PIÈCES DATE 18 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216078 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	
6 MANDATAIRE (s'il y a lieu) Nom Prénom Cabinet ou Société N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel Adresse Rue Code postal et ville Pays N° de téléphone (facultatif) N° de télécopie (facultatif) Adresse électronique (facultatif)		240102 MAA Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 01 44 29 35 00 01 44 29 35 99 info@regimbeau.fr	
7 INVENTEUR (S) Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s)	
8 RAPPORT DE RECHERCHE Établissement immédiat ou établissement différé Paiement échelonné de la redevance (en deux versements)		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation) <input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence): AG _____	
10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS Le support électronique de données est joint La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes		<input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) 		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI C. CONTE	

PROCEDE DE CALIBRAGE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE
RADIOLOGIQUE NECESSITANT UN NOMBRE LIMITE D'ACQUISITIONS

L'invention concerne le domaine médical et plus particulièrement le
5 domaine des appareils d'imagerie radiologique.

Ces appareils comprennent classiquement une source de rayons X
et un détecteur d'images montés aux deux extrémités d'un bras en C, entre
lesquels est positionné l'objet dont on souhaite réaliser une image. Les
images acquises par le détecteur sont le résultat d'une projection de l'objet
10 dans le plan du détecteur.

Le bras en C est commandé pour se déplacer autour de l'objet et
réaliser ainsi plusieurs acquisitions correspondant à différents points de vue
de l'objet. Des moyens de traitement permettent de reconstruire à partir des
images bidimensionnelles acquises un modèle tridimensionnelle de l'objet.
15 Cette reconstruction suppose bien entendu de connaître de manière précise
les différentes positions de l'appareil ainsi que ses caractéristiques
géométriques.

Le modèle tridimensionnel obtenu peut être utilisé par le chirurgien
avant une intervention pour se familiariser avec la partie de l'anatomie sur
20 laquelle il doit pratiquer une intervention. Il peut également être utilisé
pendant l'intervention. A cet effet, le chirurgien dispose d'un équipement lui
permettant d'afficher en temps réel des vues bidimensionnelles de la partie
de l'anatomie, ces vues étant calculées à partir du modèle tridimensionnel.

La reconstruction du modèle tridimensionnelle requière un
25 "calibrage géométrique" préalable de l'appareil d'imagerie. Ce calibrage
permet de lier l'espace tridimensionnel aux informations bidimensionnelles
fournies par les différentes projections bidimensionnelles. Si ce calibrage
est grossier, la qualité du modèle tridimensionnel reconstruit présentera des
dégradations.

30 Une technique connue de calibrage consiste à disposer dans le
champ des rayons X, des marqueurs positionnés sur un fantôme qui
servent de repères dans l'espace, et à réaliser une série d'acquisitions. Les
positions de ces marqueurs dans l'espace tridimensionnel étant connues,



on peut en déduire la géométrie de l'acquisition pour chaque projection par inversion d'un système d'équations dérivé de la position des marqueurs sur les images projetées. Une telle technique est par exemple décrite dans le document US 5 442 674 (publié le 15 août 1995).

5 En général, lors de la réalisation de l'image de la partie anatomique, l'appareil est commandé pour réaliser une série d'acquisitions dans les mêmes conditions géométriques que la série d'acquisitions de calibrage, de sorte la géométrie de chaque acquisition soit connue avec précision. Ceci est possible du fait que l'on considère que les mouvements du bras en C
10 sont répétables.

Si toutefois les acquisitions de la partie anatomique à imager ne sont pas effectuées selon les mêmes conditions géométriques que les acquisitions de calibrage (nombre de vues, positions angulaires, vitesse de rotation, positions initiales et finales), alors il est nécessaire de réaliser un
15 nouveau calibrage, ce qui augmente le nombre de prises de vues réalisées pour le calibrage.

Par ailleurs, le nombre d'acquisitions nécessaires pour obtenir un modèle tridimensionnel de bonne qualité dépend du type de la structure anatomique à imager. Typiquement, la reconstruction tridimensionnelle de
20 structures osseuses nécessite environ 120 prises de vues tandis que la reconstruction tridimensionnelle de vaisseaux sanguins nécessite environ 40 prises de vue.

Il en résulte que le nombre d'acquisitions de calibrage doit toujours être maximal de sorte que ce calibrage soit valable pour imager tout type de
25 structures.

Un but de l'invention est de minimiser le nombre d'acquisitions nécessaires au calibrage de l'appareil.

A cet effet, l'invention propose un procédé de calibrage d'un appareil d'imagerie radiologique comprenant une source et un détecteur,
30 comprenant les étapes consistant à :

- déplacer l'appareil par rapport à un objet de calibrage et réaliser une série d'acquisitions, chaque acquisition étant associée à une position de calibrage de l'appareil,

- à partir des acquisitions réalisées, déterminer des paramètres de projection associés à chaque position de calibrage de l'appareil,

le procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à :

- 5 - pour une position supplémentaire qui n'a pas été prise par l'appareil lors de l'étape d'acquisition, déterminer des valeurs de paramètres de projection associés à cette position supplémentaire en fonction de paramètres associés aux positions de calibrage.

10 Ce procédé peut être appliqué à un nombre quelconque de positions supplémentaires, différentes des positions de calibrage. Il a pour effet de multiplier par calcul le nombre de positions de calibrage obtenues.

 Ce procédé permet par conséquent de ne réaliser qu'une quantité limitée d'acquisitions.

15 En outre, ce procédé évite de réaliser des nouvelles acquisitions de calibrage dans le cas où les acquisitions réalisées seraient en nombre insuffisant.

20 Les paramètres de projection peuvent être des paramètres géométriques caractéristiques du positionnement de l'appareil dans l'espace (paramètres extrinsèques) ou des paramètres géométriques caractéristiques de la source et du détecteur (paramètres intrinsèques).

 Ces paramètres peuvent également être des coefficients d'une matrice globale définissant la projection d'un objet de l'espace tridimensionnel dans le plan du détecteur.

25 D'autres caractéristiques et avantages ressortiront encore de la description qui suit, laquelle est purement illustrative et non limitative et doit être lue en regard des figures annexées parmi lesquelles :

- la figure 1 représente schématiquement un appareil d'imagerie du type à bras en C,
 - la figure 2 représente schématiquement un bras en C supportant
30 une source et un détecteur,
 - la figure 3 représente les différentes positions prises par la source lors des acquisitions de calibrage,



- la figure 4 représente les positions supplémentaires pouvant être prises en compte pour l'application du procédé de l'invention,

- la figure 5 est un bloc diagramme représentant schématiquement les différentes étapes d'un mode de mise en œuvre du procédé de
5 l'invention,

- la figure 6 est un bloc diagramme représentant schématiquement les différentes étapes d'une variante du mode de mise en œuvre de la figure 5,

- la figure 7 est un graphique illustrant le résultat d'un lissage des
10 paramètres de projection calculés par le procédé de l'invention.

Sur la figure 1, l'appareil d'imagerie représenté comprend de manière classique une base 1 fixe par rapport au sol et sur laquelle est monté un bras en C 2. Le bras en C supporte à chacune de ses extrémités une source 3 constituée par un tube à rayons X et un détecteur d'image 4.
15 Ces éléments sont disposés de sorte que le foyer de la source 3 et le plan 6 du détecteur 4 se trouvent dans des positions diamétralement opposées sur le bras en C. L'appareil est positionné à proximité d'une table 5 sur laquelle sera installé un patient. Le plan de la table 5 s'étend entre les deux branches du bras en C, c'est à dire entre la source 3 et le détecteur 4. Le
20 bras en C 2 peut être commandé en rotation autour d'axes X ou Y, ces deux axes se coupant en un point O, centre de rotation du bras en C.

Durant la phase de calibrage de l'appareil, un fantôme comprenant des marqueurs est positionné sur la table 5 entre la source 3 et le détecteur 4, sensiblement au niveau du point O. Durant cette phase, le bras en C est
25 commandé en rotation et l'appareil réalise une série de n acquisitions. Chaque image acquise est une projection des marqueurs, de l'espace tridimensionnel vers le plan 6 du détecteur 4.

Sur la figure 2, on a représenté schématiquement le bras en C 2, le point focal S de la source 3 et le plan 6 du détecteur 4 ainsi qu'un objet
30 dont on souhaite obtenir un modèle tridimensionnel.

Les paramètres géométriques d'acquisition de l'appareil sont par exemple les suivants :

- six paramètres extrinsèques (trois translations, trois rotations) qui définissent la position dans l'espace du bras en C dans un repère (X, Y, Z) tridimensionnel,

- cinq paramètres intrinsèques définissant la projection dans le plan du détecteur : deux facteurs d'agrandissement (α_u, α_v) suivant deux axes d'un repère bidimensionnel (u, v) lié au plan, les coordonnées (u_0, v_0) de la projection s du point focal S de la source 3 ainsi qu'un angle de déviation que l'on considère nul de manière générale.

Soit un point M de l'objet à imager de coordonnée (X_M, Y_M, Z_M) dans l'espace et m son image projetée de coordonnées (u_m, v_m) dans le plan du détecteur. On a :

$$\begin{bmatrix} su_m \\ sv_m \\ s \end{bmatrix} = P \cdot \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}}_P \cdot [R/T] \cdot \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad [1]$$

où R et T sont les matrices de rotation et de translation définissant la position du bras en C dans le repère tridimensionnel (X, Y, Z) et s est un facteur d'échelle.

La matrice de projection P est donc une matrice 3x4 dont les coefficients sont les résultats de combinaisons des 11 paramètres (six paramètres extrinsèques et cinq paramètres intrinsèques) et d'un facteur d'échelle.

Le diagramme de la figure 5 représente les différentes étapes d'un procédé de reconstruction tridimensionnelle. Ce procédé comprend une phase préalable de calibrage 100 et une phase d'acquisition 200 de la partie anatomique à imager.

Selon une première étape 110 de la phase de calibrage, un fantôme est positionné sur la table et le bras en C est entraîné en rotation.

La figure 3 représente les différentes positions $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ prises par la source 3 autour du fantôme 7 lors de la série d'acquisitions de calibrage.

Selon une deuxième étape 120 représentée à la figure 5, des moyens de traitement calculent pour chaque position $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ de la source 3, une matrice de projection Px_i (définie par la relation [1] ci-dessus). La projection Px_i associée à une position x_i de la source est déterminée à
 5 partir de la configuration des marqueurs sur l'image acquise, la position des marqueurs dans l'espace étant connue.

Un algorithme de calibrage mis en œuvre par les moyens de traitement permet d'associer à chaque position de calibrage $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ une projection $Px_1, Px_2, Px_3, \dots, Px_n$.

10 Selon une troisième étape 130, les moyens de calcul déterminent les paramètres géométriques $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$ d'acquisition de l'appareil. Pour chaque projection Px_i , ces paramètres a_{xi} sont au nombre de 11 (six paramètres extrinsèques et cinq paramètres intrinsèques définis précédemment).

15 Selon une quatrième étape 140, les moyens de traitement estiment pour ces positions supplémentaires y_j des paramètres géométriques d'acquisition $a_{y1}, a_{y2}, \dots, a_{yn-1}$.

Ainsi que représenté sur la figure 4, on considère une série de positions supplémentaire $y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$ réparties sur la trajectoire de la
 20 source. La position y_0 est par exemple positionnée en amont de la position x_1 et la position y_n est positionnée en aval de la position x_n . Chaque positions y_j ($j=1 \dots n-1$) est localisée sur la trajectoire de la source entre deux positions successives de calibrage x_i et x_{i+1} ($i < n$).

L'estimation des paramètres géométriques d'acquisition $a_{y1}, a_{y2},$
 25 \dots, a_{yn-1} est possible dans la mesure où la trajectoire de la source est continue. Il en résulte que la variation des paramètres d'acquisition est également continue.

A cet effet, les moyens de traitement réalisent une interpolation des paramètres géométriques $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$ déterminés pour les positions $x_1, x_2,$
 30 x_3, \dots, x_n . Chaque paramètre géométrique a_{yj} est donc une combinaison des paramètres a_{xi} :

$$a_{yj} = \sum_{i=1}^n c_{ij} \times a_{xi}$$

De manière préférentielle, cette interpolation ne prend en compte qu'un nombre limité de positions de calibrage, inférieur à cinq. Par exemple, les moyens de traitement peuvent ne prendre en compte que les deux
5 positions de la source x_i et x_{i+1} qui encadrent directement la position y_j .

Pour les positions extrêmes y_0 et y_n , les moyens de traitement réalisent une extrapolation des paramètres géométriques a_{x1} , a_{x2} , ... a_{xn} déterminés pour les positions x_1 , x_2 , x_3 , ... x_n . De la même manière, cette
10 extrapolation ne prendra en compte qu'un nombre limité de positions de calibrage, inférieur à cinq. Par exemple, les moyens de traitement peuvent ne prendre en compte que les deux positions de la source x_i et x_{i+1} les plus proches de la position y_j .

Les interpolations et extrapolations réalisées à partir de deux positions peuvent avantageusement être linéaires.

15 Pour un nombre supérieur de positions prises en compte, les fonctions d'interpolation peuvent être des fonctions polynomiales, rationnelles ou d'un autre type.

Selon une cinquième étape 150, les moyens de traitement déduisent de ces paramètres les matrices Py_1 , Py_2 , ... Py_n de projection
20 associées aux positions supplémentaire y_0 , y_1 , y_2 , ... y_n .

La phase 100 de calibrage a pour effet d'augmenter le nombre de positions de calibrage obtenues par rapport au nombre n initiale de positions d'acquisitions. L'appareil d'imagerie est ensuite commandé lors de la phase d'acquisition 200 pour réaliser une image d'une structure
25 anatomique d'un patient.

Selon une première étape 210 de la phase d'acquisition, un patient est installé sur la table et le bras en C est entraîné en rotation. Les acquisitions d'image peuvent être réalisées pour une partie ou pour l'ensemble des positions de calibrage y_0 , x_1 , y_1 , x_2 , y_2 , x_3 , ... x_n , y_n de la
30 source.

Selon une deuxième étape 220, les moyens de traitement reconstruisent un modèle tridimensionnel de structures anatomiques du patient à partir des images acquises et des projections $Px_1, Py_1, Px_2, Py_2, Px_3, \dots, Py_n, Px_n$ associées à ces images.

5 Le diagramme de la figure 6 représente une variante du procédé de reconstruction tridimensionnelle de la figure 5.

Le procédé est similaire à celui de la figure 6 excepté que les coefficients $p_{y0}, p_{y1}, p_{y2} \dots p_{yn}$ des matrices Py_1, Py_2, \dots, Py_n de projection sont déterminée directement par interpolation ou extrapolation des coefficients
10 $p_{x1}, p_{x2}, p_{x3} \dots p_{xn}$ des matrices $Px_1, Px_2, Px_3, \dots, Px_n$.

Ainsi, à l'étape 150, les moyens de traitement réalisent une interpolation des matrices $Px_1, Px_2, Px_3, \dots, Px_n$ déterminées pour les positions $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ à l'étape 120. Chaque matrice Py_j est donc une combinaison des matrices Px_i :

$$15 \quad Py_j = \sum_{i=1}^n C_{ij} \times Px_i$$

De la même manière que précédemment, cette interpolation peut ne prendre en compte qu'un nombre limité de positions de calibrage, inférieur à cinq. Par exemple, les moyens de traitement peuvent ne prendre en compte que les deux positions de la source x_i et x_{i+1} qui encadrent
20 directement la position y_j .

Pour les positions extrêmes y_0 et y_n , les moyens de traitement réalisent une extrapolation des paramètres géométriques $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$ déterminés pour les positions $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$. Cette extrapolation pourra ne prendre en compte qu'un nombre limité de positions de calibrage, inférieur à
25 cinq. Par exemple, les moyens de traitement peuvent ne prendre en compte que les deux positions de la source x_i et x_{i+1} les plus proches de la position y_j .

Les interpolations et extrapolations réalisées à partir de deux positions peuvent avantageusement être linéaires.

30 La variante de procédé de reconstruction représentée à la figure 6 présente l'avantage de ne pas nécessiter d'étape 130 de calcul des

paramètres géométriques de projection, l'interpolation étant réalisée directement à partir des matrices de projection P_{x1} , P_{x2} , P_{x3} , ... P_{xn} déterminées lors du calibrage. Par conséquent, cette variante est simplifiée par rapport au procédé de la figure 5 et conduit à des durées de traitement
5 plus courtes.

Toutefois, on notera que le procédé représenté à la figure 5 permet d'avoir accès aux paramètres géométriques a_{x1} , a_{x2} , ... a_{xn} . En particulier, ce procédé autorise un lissage de ces paramètres.

Ainsi que représenté en pointillés sur la figure 5, il est possible
10 d'imposer des contraintes sur certains paramètres pris en compte par l'algorithme de calibrage permettant de déterminer les paramètres géométriques des acquisitions de calibrage.

On impose par exemple une loi définissant certains des paramètres pris en compte par l'algorithme. Cette loi peut consister à fixer certains
15 paramètres ou à les définir par une fonction plus complexe dépendant d'informations connues a priori et/ou d'autres paramètres géométriques de projection.

On impose par exemple que la position de la projection s de la source se trouve toujours au centre du détecteur, ce qui revient à fixer (u_0, v_0) . On peut également fixer la distance focale entre le point focal de la
20 source, ce qui revient à fixer les facteurs d'agrandissement (α_u, α_v) .

On a pu constater que le fait de fixer l'un ou plusieurs de ces paramètres permettait de régulariser les résultats obtenus et par conséquent de réduire le bruit qu'ils contiennent.

La figure 7 illustre la variation d'un coefficient t_y de la matrice T définissant la translation du bras en C selon l'axe Y pour un ensemble de positions définies par l'angle de rotation du bras en C. La courbe A représente les résultats obtenus lorsque aucun paramètre géométrique n'est fixé. La courbe B représente les résultats obtenus lorsque les
25 paramètres (u_0, v_0) ont été fixés.
30

Les procédés de reconstruction décrits précédemment permettent de calculer des paramètres de projection pour des positions supplémentaires de la source pour lesquelles il n'y a pas eu d'acquisition de



calibrage. Ces positions supplémentaires peuvent être en nombre quelconque ou réparties de manière quelconque sur la trajectoire de la source en fonction des besoins de la reconstruction tridimensionnelle finale. En particulier, il est possible d'intercaler autant de positions y_j supplémentaires entre les positions de calibrage x_i que nécessaire.

REVENDICATIONS

1. Procédé de calibrage d'un appareil d'imagerie radiologique comprenant une source (3) et un détecteur (4), comprenant les étapes

5 consistant à :

- déplacer l'appareil (2, 3, 4) par rapport à un objet de calibrage (7) et réaliser une série d'acquisitions, chaque acquisition étant associée à une position de calibrage (x_i) de l'appareil,
- à partir des acquisitions réalisées, déterminer des paramètres de

10 projection (a_{xi} , p_{xi}) associés à chaque position de calibrage (x_i) de l'appareil, le procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à :

- pour une position supplémentaire (y_j) qui n'a pas été prise par l'appareil lors de l'étape d'acquisition, déterminer des valeurs de paramètres

15 de projection (a_{yj} , p_{yj}) associés à cette position supplémentaire en fonction de paramètres (a_{xi} , p_{xi}) associés aux positions de calibrage (x_i).

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que les paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi}) comprennent des paramètres géométriques caractéristiques du positionnement de l'appareil dans

20 l'espace.

3. Procédé selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que les paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi}) comprennent des paramètres géométriques caractéristiques de la source (3) et du

25 détecteur (4).

4. Procédé selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que les paramètres de projection comprennent des coefficients (p_{xi}) d'une matrice globale (Px_i) définissant la projection d'un objet de l'espace tridimensionnel dans le plan (6) du détecteur (4).

5. Procédé selon l'une des revendications qui précèdent,

30 caractérisé en ce que les paramètres de projection (a_{yj} , p_{yj}) associés à la position supplémentaire (y_j) sont déterminés par une loi d'interpolation ou d'extrapolation des paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi}) associés à des positions de calibrage.



6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la loi d'interpolation est linéaire, polynomiale ou rationnelle.

7. Procédé selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que les paramètres de projection (a_{yj} , p_{yj}) associés à la position supplémentaire (y_j) sont déterminés par combinaison de paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi}) associés aux positions de calibrage (x_i) de l'appareil les plus proches de la position supplémentaire (y_j), le nombre de positions prises en compte étant inférieur à 5.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que le nombre de positions (x_i) prises en compte est égal à 2.

9. Procédé selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que lors de l'étape de détermination des paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi}) associés à chaque position (x_i) de calibrage de l'appareil, certains paramètres de projection sont définis par une loi dépendant d'informations connues a priori et/ou d'autres paramètres géométriques de projection.

10. Procédé de reconstruction d'un modèle tridimensionnel à partir d'images acquises par un appareil d'imagerie radiologique, caractérisé en ce qu'il comprend une phase de calibrage (100) selon l'une des revendications 1 à 9 et une phase d'acquisition (200) comprenant les étapes consistant à :

- déplacer l'appareil (2, 3, 4) par rapport à une structure (10) à imager et réaliser une série d'acquisitions, chaque acquisition étant associée à une position de calibrage ou à une position supplémentaire (x_i , y_j) de la source (3).

- reconstruire un modèle tridimensionnel de la structure (10) à partir des images acquises et des paramètres de projection (a_{xi} , p_{xi} , a_{yj} , p_{yj}) associés, déterminés lors de la phase de calibrage.

1 / 4

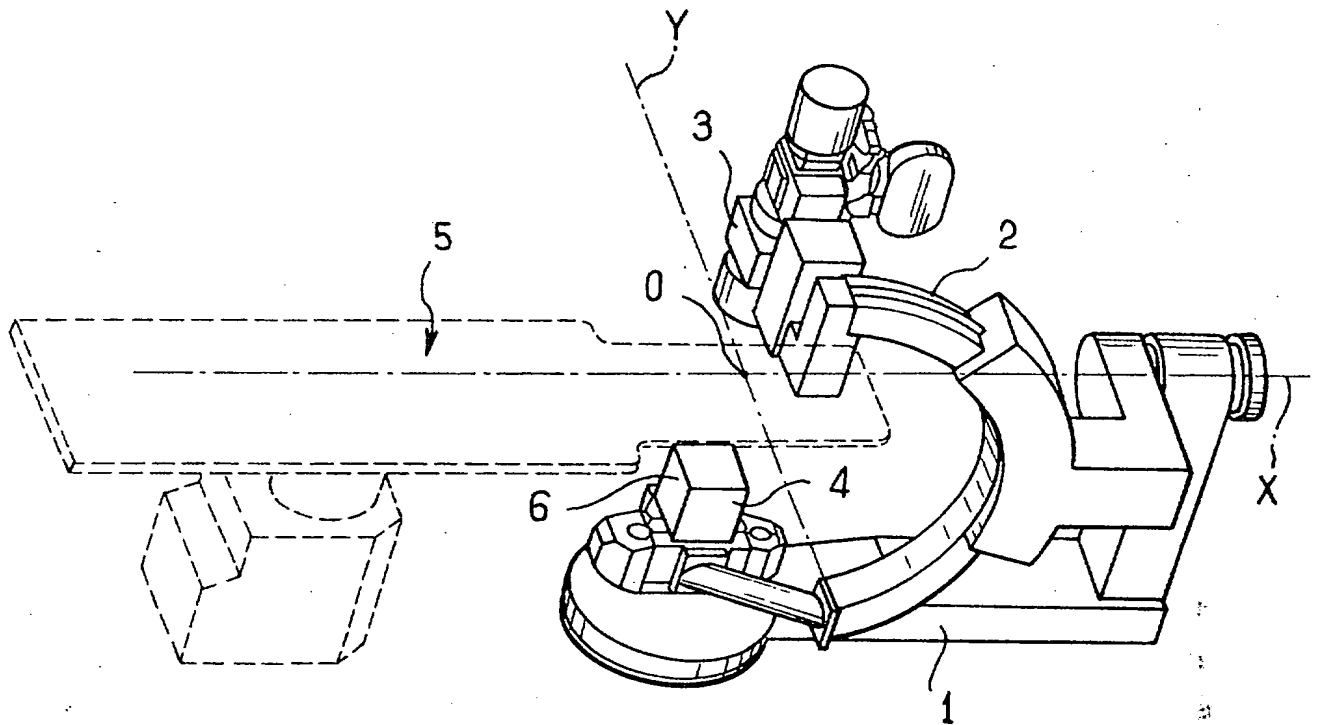


FIG. 1

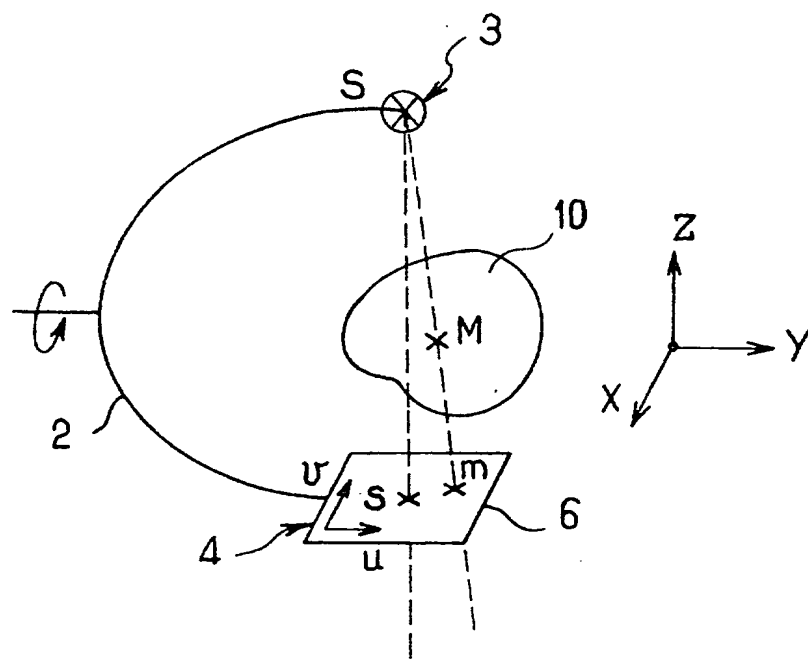


FIG. 2



2 / 4

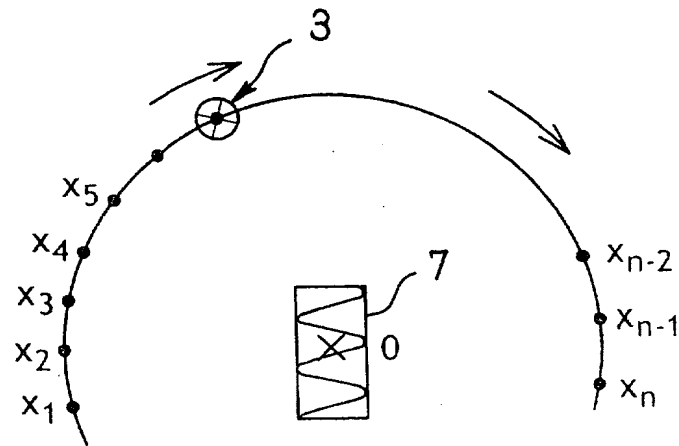


FIG. 3

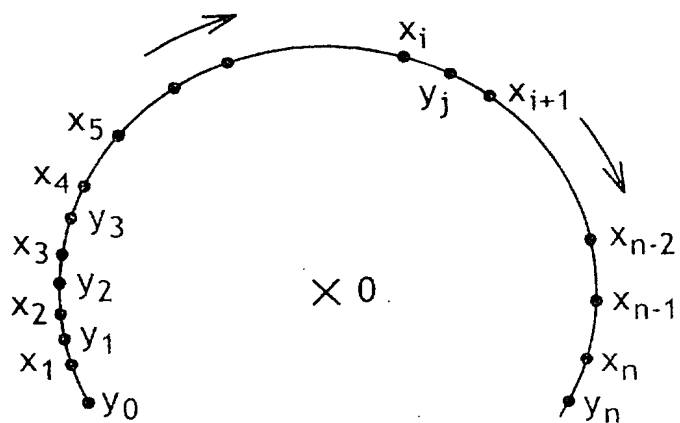
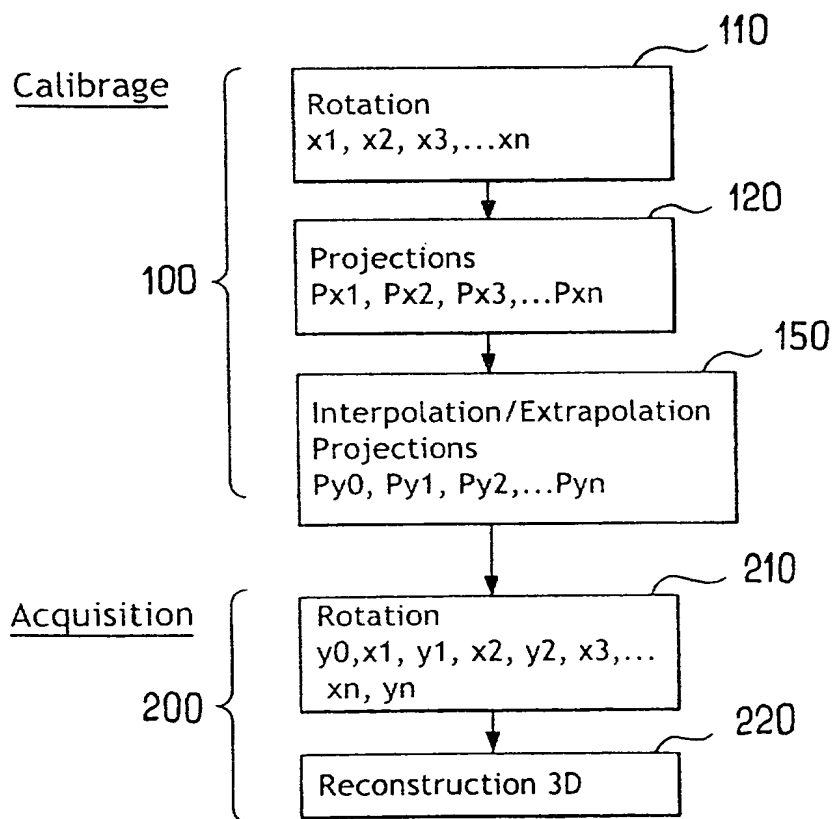
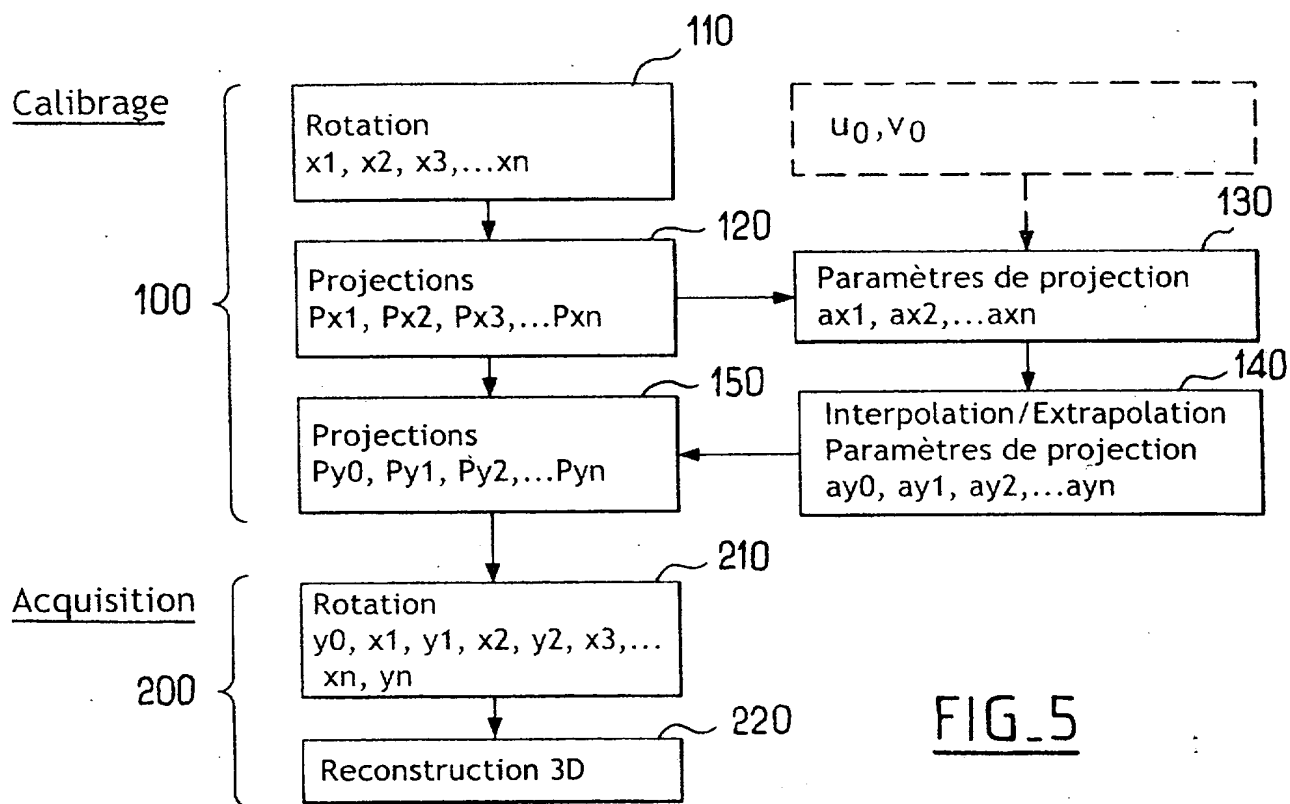


FIG. 4

3 / 4



4 / 4

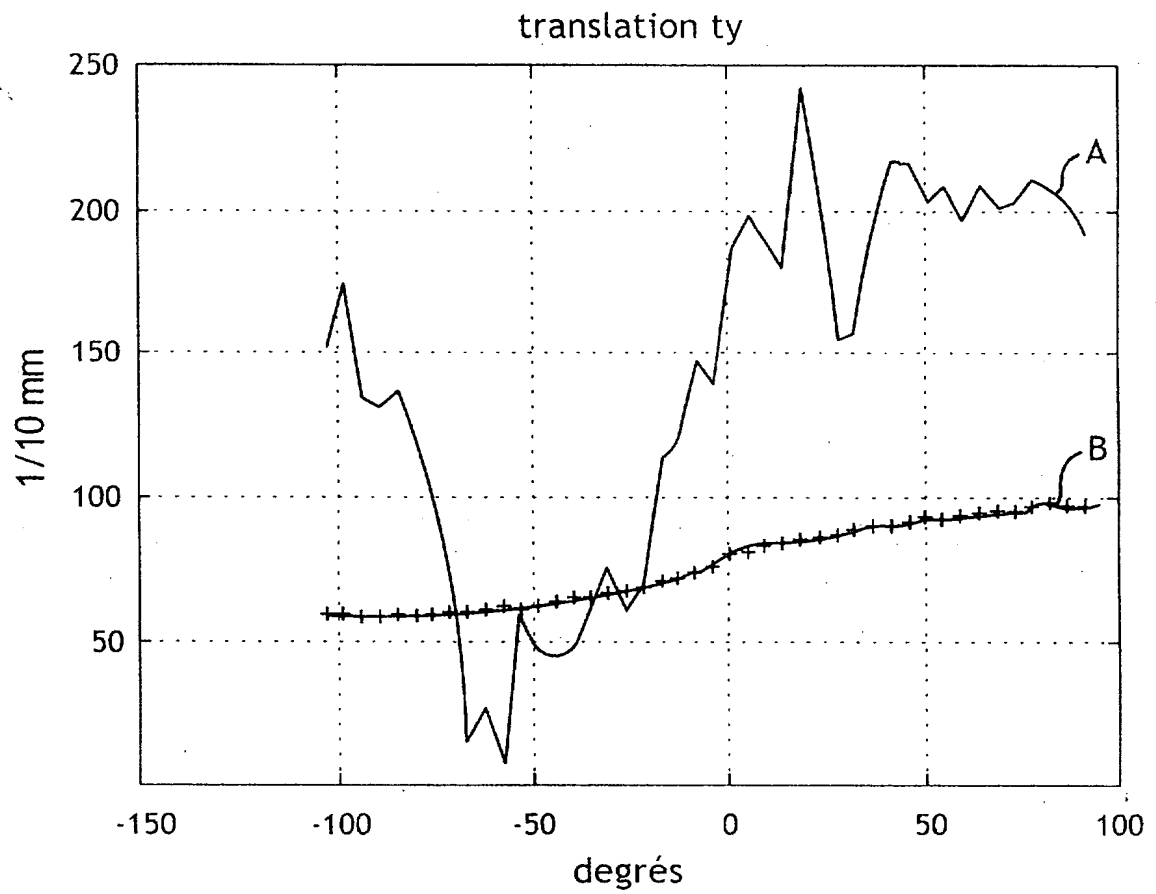


FIG.7

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° ... / ...

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 300301

Vos références pour ce dossier
(facultatif)

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

240102 MAA

0216078

TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

PROCEDE DE CALIBRAGE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE RADIOLOGIQUE NECESSITANT UN NOMBRE LIMITE D'ACQUISITIONS.

LE(S) DEMANDEUR(S) :

GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA

DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).

Nom
Prénoms

PESCATORE Jérémie

Adresse
Rue
Code postal et ville

43, rue Liancourt

75014 PARIS

FR

Société d'appartenance (facultatif)
Nom
Prénoms

RIDDELL Cyril

Adresse
Rue
Code postal et ville

154, rue de Lourmel

75015 PARIS

FR

Société d'appartenance (facultatif)
Nom
Prénoms

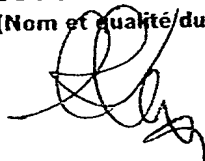
TROUSSET Yves

Adresse
Rue
Code postal et ville

8, résidence du Parc

91120 PALAISEAU

FR

Société d'appartenance (facultatif)
DATE ET SIGNATURE(S)
DU (DES) DEMANDEUR(S)
OU DU MANDATAIRE
(Nom et qualité/du signataire)

92-1234

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .../...

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 300301

Vos références pour ce dossier (facultatif)		
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		02 16076
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)		
PROCÉDE DE CALIBRAGE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE RADIOLOGIQUE NECESSITANT UN NOMBRE LIMITE D'ACQUISITIONS.		
LE(S) DEMANDEUR(S) :		
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).		
Nom		
Prénoms		VAILLANT Régis
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	23 rue de Lucerne 91140 VILLEBON SUR YVETTE FR
Société d'appartenance (facultatif)		
Nom		
Prénoms		
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
Nom		
Prénoms		
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		
 92-1234		



Docket No. 14X2126466

Application No.

Inventor: PESCATORE ET AL

Title: PROCESS AND APPARATUS FOR CALIBRATION
OF A RADIOLOGICAL IMAGE

Attorney: Jay L. Chaskin, Reg. No. 24,030 CUST # 23412